

هدف: مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر نوع فیلر بر خواص مکانیکی کامپوزیت‌های دندانی انجام شد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی برای بررسی اثر نوع فیلر بر کامپوزیت‌های دندانی، کامپوزیت‌های آزمایشی تهیه شدند. رزین مورد استفاده در تمام گروه‌های آزمایشی یکسان و شامل ۷۰٪ وزنی Bis-GMA و ۳۰٪ وزنی TEGDMA بود. برای بررسی نوع فیلر، فیلرهای شیشه، لوسیت و لیتیوم دی سیلیکات تهیه و پس از آغشته شدن به سایلن به روش دستی با رزین مخلوط شدند تا کامپوزیت‌ها ساخته شوند. برای تمامی گروه‌های آزمایشی ۶ نمونه برای هر آزمون مکانیکی در نظر گرفته شد. آزمون‌های مکانیکی شامل آزمون DTS و استحکام خمشی (flexural strength) بود که به روش استاندارد انجام شد. مدول خمشی (flexural modulus) نمونه‌ها نیز پس از آزمون خمش به دست آمد. اطلاعات جمع‌آوری شده با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS و آزمون One-way ANOVA مورد تحلیل آماری قرار گرفتند. $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نوع فیلر بر استحکام خمشی کامپوزیت مؤثر بود و فیلرهایی با استحکام بیشتر سبب افزایش استحکام خمشی کامپوزیت شد ($P < 0.05$) ولی بر DTS اثر قابل ملاحظه‌ای نداشت. نوع فیلر بر مدول خمشی نیز تأثیر داشت. با افزایش استحکام فیلر (فیلرهای نوع high lucite و lithium disilicate) مدول خمشی بالاتر شد.

نتیجه‌گیری: استحکام خمشی از خصوصیات مهم ماده ترمیمی است که از طریق کاربرد فیلرهای سرامیکی در ساختمان کامپوزیت دندانی افزایش می‌یابد و نتایج این مطالعه می‌تواند کمکی در جهت تولید کامپوزیت‌های مقاومتر باشد تا استفاده از آنها در همه شرایط امکان‌پذیر شود.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت دندانی؛ فیلر؛ خواص مکانیکی؛ فیلرهای سرامیکی - استحکام خمشی

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۸، شماره ۲، سال ۱۳۸۴)

مقدمه

ماتریس رزینی آلی، فیلرهای معدنی، عامل اتصال‌دهنده و سیستم فعال‌کننده و آغازکننده می‌باشند. به طور کلی ماتریس رزینی، زمینه ماده کامپوزیتی را تشکیل می‌دهد و از طریق عامل اتصال (coupling agent) ذرات فیلر را به هم مرتبط می‌سازد و در کنار هم نگاه می‌دارد (۳-۵).

اگرچه ۳۰ سال از ارائه فرمول رزین (Bis-GMA) توسط Bowen می‌گذرد، هنوز تغییرات اساسی در ترکیب آن ایجاد نشده است که می‌تواند به علت خواص بسیار خوب آن باشد (۶). پیشرفتهای حاصل در زمینه فناوری فیلرها، ریشه بسیاری از خواص مطلوب کامپوزیت‌های امروزی است (۵). اغلب این کامپوزیت‌ها از شیشه (glass silicate) و ترکیبات آن به عنوان فیلر استفاده می‌کنند (۳).

با وجود تمام پیشرفتهای صورت گرفته، مقاومت (toughness)، استحکام (strength) و پایداری

امروزه هدف از بهینه‌سازی کامپوزیت‌های دندانی، دستیابی به ماده‌ای است که بتواند در تمام شرایط، جایگزین آمالگام باشد. اگر چه کامپوزیت‌های موجود از نظر کلینیکی کاربرد آسانی دارند و با قیمت نسبتاً ارزاتی زیبایی را تا حد قابل قبولی فراهم می‌نمایند، اما هنوز دارای مشکلاتی از جمله انقباض بعد از پخت (shrinkage)، مقاومت کم در برابر شکستگی و سایش می‌باشند که سبب محدودیت استفاده از آنها می‌شود. این امر بخصوص در نواحی خلفی حائز اهمیت بیشتری است (۲،۱).

امروزه توجه زیادی در زمینه فناوری تهیه فیلرها شده است و بر پایه همین مطالعات و نقصانهای موجود در مقاومت کامپوزیت‌ها، تحقیق در زمینه بهینه‌سازی کامپوزیت‌ها از طریق کار بر روی فیلر امری منطقی به نظر می‌رسد.

کامپوزیت‌های دندانی به طور کلی شامل چهار قسمت

(۳۰٪ وزنی) بود که با نسبت وزنی ۷۳٪ فیلر، به روش دستی مخلوط گردید.

مخلوط ۵٪ وزنی کامفورکینون (CQ) و ۰/۰۵٪ وزنی آمین (N-dimethy amino diethyl methacrylate) به عنوان آغازگر نوری به کامپوزیت اضافه شدند. در گروه سوم به علت اپک بودن فیلرهای به کار رفته، برای اطمینان از پلیمریزاسیون کامل، ۱٪ وزنی پراکساید اضافه گردید. فیلرهای مورد استفاده در گروههای آزمایشی به شرح زیر بود:

گروه اول ذرات شیشه باریوم گلاس که ذرات ۲-۴ میکرونی به صورت آماده از کارخانه Specialty Glass (Inc. USA) تهیه شدند.

گروه دوم ذرات فیلر high lucite، که از خردایش شمش‌های سرامیک IPS Empress تهیه شدند. متوسط اندازه این ذرات، ۵ میکرون بود که توسط دستگاه Frithsch Particle Sizer (Analysette 22, Germany) تعیین شد.

گروه سوم فیلرهای lithum disilicate، که به همان طریق گروه ۲، از بلوک‌های IPS Empress خرد و تعیین اندازه گردید.

فیلرها برای رفع هر گونه آلودگی به مدت یک ساعت با اسیدکلریک ۱۰٪ شسته و از الک ۸۰۰ مش عبور داده شدند و در دمای اتاق خشک گردیدند.

برای آماده‌سازی فیلرها، ابتدا فیلرهای گروه ۲ و ۳ در کوره با حرارت ۸۰ درجه سانتیگراد به مدت ۳ ساعت خشک و سپس با γ -MPS سایلینیزه گردید (۱۵)؛ سپس از فیلرها به مدت ۲۰ روز در دمای اتاق نگهداری شد تا کاملاً خشک شدند؛ پس از آن به روش دستی با رزین مخلوط گردیدند. جدول ۱، مشخصات ساختاری گروههای مورد بررسی را نشان می‌دهد.

کامپوزیت‌های دندان‌دانی برای استفاده در نقاط پر تنش (مانند مواردی که کاسپ‌های از دست رفته، جایگزین می‌شود)، نیاز به بررسی بیشتر دارد (۷-۹).

فیلرهای به کار رفته برای ساخت کامپوزیت‌ها اغلب شیشه‌های سیلیکات هستند و بندرت از سرامیک‌های دندان‌دانی استفاده می‌شود؛ اما این فیلرهای شیشه‌ای، به علت استحکام پایین و شکننده بودن ساختمان خود، نقش محدودی در تقویت کامپوزیت‌های دندان‌دانی ایفا می‌کنند (۱۰).

کامپوزیت‌های ساخته‌شده با فیلر باریوم سیلیکات در زیر میکروسکوپ الکترونی (SEM) ترک‌هایی را نشان می‌دهند که یا از خلال فیلر شیشه عبور کرده‌اند و یا از اطراف آنها انتشار یافته‌اند که در واقع نشان‌دهنده عدم توانایی کافی این فیلرها در تقویت کامپوزیت‌ها است.

گلاس-سرامیک‌ها (glass-ceramics) موادی پلی کریستال می‌باشند که از یک ماتریس شیشه‌ای و یک یا چند فاز کریستال تشکیل شده‌اند که این ساختمان در طی روند رشد کریستال در شیشه شکل می‌گیرد (۱۱، ۱۲).

از انواع این گلاس-سرامیک‌ها می‌توان به سرامیک‌های IPS Empress اشاره کرد که در انواع مختلف با ساختار و خواص مکانیکی مختلف موجود می‌باشد (۱۳-۱۵).

مطالعه حاضر با هدف استفاده از سرامیک‌ها (گلاس-سرامیک‌ها) به عنوان فیلر مقاومتر، در ساخت یک کامپوزیت آزمایشی انجام شد تا پس از ساخت، خواص مکانیکی آن شامل DTS و استحکام خمشی اندازه‌گیری و با کامپوزیت‌های حاوی فیلرهای معمول مقایسه شود.

روش بررسی

در این مطالعه سه گروه کامپوزیت آزمایشی تهیه و مورد بررسی قرار گرفتند. در هر سه گروه رزین به کار رفته مخلوطی از Bis-GMA* (۷۰٪ وزنی) و TEGDMA

‡ Fluka Co., Germany

§ Aldrich Co., Germany

* Rohm-Degussa huls Group Co., Germany

† Rohm-Degussa huls Group Co., Germany

فیلرهای سه گروه از نظر استحکام با هم متفاوت هستند. پس از تهیه کامپوزیت‌ها، آزمونهای زیر برای بررسی خواص مکانیکی انجام شد:

۳ mm ۲۵*۲*۲ تهیه شدند. برای پلیمریزه کردن نمونه‌ها از هر سمت ۳ بار به صورت پوششی (overlap) هر بار به مدت ۴۰ ثانیه نور تابانده شد تا همه طول نمونه سخت شود؛ سپس نمونه‌ها جهت پخت حرارتی و (post curing) داخل کوره در دمای ۱۲۰ درجه سانتیگراد به مدت ۲ ساعت قرار داده شدند. پیش از انجام آزمون، لبه نمونه‌ها توسط کاغذ سمباده صاف شد و نمونه‌ها در آب مقطر ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت ۲۴ ساعت قرار گرفتند.

ضخامت و پهنای نمونه‌ها پیش از آزمون توسط ریزسنج اندازه‌گیری شد و اندازه‌ها برای هر نمونه به طور جداگانه پیش از آزمون به نرم افزار دستگاه منتقل شد. آزمون خمشی به روش سه نقطه‌ای (3 point bending) با استفاده از span به طول ۲۰ میلیمتر انجام شد. آزمون توسط دستگاه Universal Testing Maching (Instron 6025) با سرعت بارگذاری ۰/۵ میلیمتر بر دقیقه و نیروی ۱ کیلو نیوتن صورت گرفت. در نهایت میزان استحکام خمشی و مدول خمشی اندازه‌گیری شد.

در مواردی که بین واریانس‌ها همگونی وجود داشت، از آزمون آماری Tukey HSD Post-hoc و در مواردی که بین واریانس‌ها همگونی وجود نداشت، از آزمون آماری Dunnet 3 Post-hoc جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد.

لازم به ذکر است در این تحقیق از نرم‌افزار آماری SPSS جهت تجزیه داده‌ها استفاده گردید و $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

این آزمون بر اساس استاندارد شماره ۲۷ ADA انجام شد (۱۷). برای هر گروه، ۶ نمونه، در داخل قالب‌های فلزی از پیش تهیه شده به ارتفاع ۳ و قطر ۶ میلیمتر که از دو طرف توسط لام شیشه‌ای پوشانده شده بودند، تهیه شدند؛ سپس نمونه‌ها از هر دو طرف به مدت ۴۰ ثانیه تحت تابش قرار گرفتند و سخت شدند.

آزمون استحکام کششی قطری

(Diametral Tensile Strength) DTS

در نهایت نمونه‌ها جهت پخت حرارتی (post curing) به مدت ۲ ساعت در دمای ۱۲۰ درجه سانتیگراد قرار گرفتند؛ سپس لبه‌های نمونه‌ها توسط کاغذ سمباده پرداخت شد. از نمونه‌ها در آب مقطر ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شد. قطر و عمق هر نمونه قبل از آزمون با ریزسنج (کولیس) اندازه‌گیری و آزمون توسط Universal Testing Machine (Instron 6025) با سرعت ۱۰ میلیمتر بر دقیقه و نیروی ۱۰۰ کیلو نیوتن انجام شد.

مقدار DTS با استفاده از فرمول $DTS = 2P/II DT$ محاسبه گردید که در آن P نیروی وارده در زمان شکست، D قطر و T ضخامت نمونه می‌باشد (۱۶، ۱۷).

آزمون استحکام خمشی (Flexural Strength)

آزمون خمشی بر اساس استاندارد ISO ۴۰۴۹ انجام شد (۱۸). نمونه‌ها با قرار دادن کامپوزیت در قالب‌های

جدول ۱- مشخصات گروه‌های مورد آزمایش در تحقیق

| سایر | رزین ماتریکس | فیلر | گروه‌ها |
|--|------------------------------|---|---------|
| CQ* 0.5% wt DMAEMA** 0.5% wt | Bis-GMA/TEGDMA 70/30% wt. | Glass (specialty glass. USA) 2-4μ. 73%wt filled | گروه ۱ |
| CQ 0.5%wt DMAEMA 0.5% wt | Bis-GMA/TEGDMA 70/30% wt. | Glass-Ceramic Fillers containing Leucite crystals. (IPS. Ingots/Ivoclar-Vivadent).73%wt filled. | گروه ۲ |
| CQ 0.5%wt DMAEMA 0.5% wt BP*** 0.5% wt | Bis-GMA/TEGDMA 70/30% wt. | Glass-Ceramic fillers containing Lithium disilicate crystals. (IPS Empress 2 Ingots Ivoclar/Vivadent). 73%wt filled. | گروه ۳ |

* Comphorquinone

** N, N'- dimethyl aminoethyl methacrylate

*** Benzoyl peroxide

یافته‌ها

در بررسیهای انجام شده این مطلب به روشنی مشخص گردیده که چنانچه خواص مورد بررسی با کامپوزیت‌های تجاری مقایسه و یا بین کامپوزیت‌های تجاری مورد مقایسه قرار گیرد، از آنجا که متغیرهای دیگر همچون اندازه، شکل، درصد فیلر، نوع رزین و ... یکسان نیست، مقایسه صحیحی انجام نشده است. پس مطالعات پیشنهاد می‌نمایند که خواص مورد نظر بین کامپوزیت‌های آزمایشی مقایسه شود تا بتوان از یکسان بودن شرایط و ثابت بودن سایر متغیرها اطمینان بیشتری داشت (۲۱،۲۰). بر اساس شواهد ذکر شده، به منظور بررسی نقش فیلرهای مستحکمتر بر خواص مکانیکی کامپوزیت، گروههای آزمایشی با شرایط یکسان تهیه شد و تنها متغیر موجود نوع فیلر بود. هدف از این مطالعه بررسی نقش فیلرها بر خواص مکانیکی بود؛ بنابراین بایستی فیلرهای با مقاومت و استحکام بالاتر از شیشه انتخاب می‌شد. گلاس-سرامیک‌ها که دارای کریستال‌های سرامیک می‌باشند، موادی مناسب می‌باشند. از آنجا که روند تشکیل کریستال و تهیه گلاس-سرامیک‌ها نیازمند صرف وقت می‌باشد، توجه به سوی گلاس-سرامیک‌های تجاری همچون بلوک‌های IPS Empress معطوف شد. بر این اساس بلوک‌های گلاس-سرامیک IPS Empress 2 و ISP Empress با عنوان ماده انتخابی در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفتند.

جدول ۲- نتایج مربوط به آزمون DTS

| گروهها | تعداد | میانگین و انحراف معیار | خطای معیار |
|--------|-------|------------------------|------------|
| گروه ۱ | ۶ | ۴۲/۵۳۱۷ ± ۲/۹۹۰۸ | ۱/۲۲۱۰ |
| گروه ۲ | ۶ | ۳۸/۷۵۶۷ ± ۱/۹۰۴۷ | ۰/۷۷۷۶ |
| گروه ۳ | ۶ | ۴۲/۶۶۰۰ ± ۷/۷۰۲۸ | ۳/۱۴۴۶ |
| مجموع | ۱۸ | ۴۱/۳۱۶۱ ± ۴/۹۶۱۸ | ۱/۱۶۹۵ |

جدول ۳- نتایج مربوط به آزمون خمش

| گروهها | تعداد | میانگین و انحراف معیار | خطای معیار |
|--------|-------|------------------------|------------|
| گروه ۱ | ۶ | ۴۳/۷۹۳۳ ± ۳/۵۰۵۸ | ۱/۴۳۱۲ |

نتایج مربوط به خصوصیات مکانیکی در جدولهای ۲، ۳ و ۴ ارائه شده است. در این مطالعه، سه خصوصیت DTS، استحکام خمشی و مدول خمشی بین گروهها مورد مقایسه قرار گرفت. اطلاعات مربوط به آزمون DTS در جدول ۲ نشان داده شده است. بین سه گروه از نظر آماری اختلافی مشاهده نشد ($P > 0/05$). در واقع نوع فیلر بر DTS مؤثر نبود. منحنی رفتاری گروههای مورد مطالعه در آزمون DTS، در شکل‌های ۱-۳ و نتایج مربوط به آزمون خمش در جدول ۳ ارائه شده است. استحکام خمشی گروههای اول، دوم و سوم متفاوت بود ($P < 0/05$)؛ بدین نحو که استحکام خمشی گروههای دوم و سوم هر دو بیشتر از گروه اول بود؛ اما بین گروههای دوم و سوم اختلاف وجود نداشت ($P > 0/05$). در واقع استحکام فیلر سبب افزایش استحکام خمشی در کامپوزیت شد. آخرین متغیر مورد بررسی در این مطالعه، ضریب و یا مدول خمشی بود که در آزمون خمش به دست آمد. این متغیر از گروه اول به سوم به طور معنی‌داری افزایش یافت ($P < 0/05$). اختلاف بین گروههای دوم و سوم نیز معنی‌دار بود ($P < 0/05$). در واقع نوع فیلر بر مدول خمشی مؤثر بود و با افزایش استحکام فیلر به کار رفته، این مقدار افزایش یافت.

بحث و نتیجه‌گیری

امروزه عدم قدرت کافی کامپوزیت‌ها در تحمل نیروهای بالا و مقاومت آنها در برابر شکست امری روشن است. در بسیاری از بررسیها، این مشکل ناشی از ضعف و کمی مقاومت فیلرهای شیشه داخل کامپوزیت اعلام شده است (۱۰، ۱۹). اما برای بررسی نقش فیلر قویتر بر خواص مکانیکی کامپوزیت بایستی تدبیری اندیشید تا دیگر شرایط یکسان و فقط نوع فیلر متفاوت باشد.

DTS در این آزمون بین گروهها تفاوتی نداشت؛ در حالی که استحکام خمشی در گروههای دوم و سوم افزایش یافت.

| | | | |
|--------|----|-----------------------|--------|
| گروه ۲ | ۶ | $56/0.950 \pm 4/4146$ | ۱/۸۰۲۳ |
| گروه ۳ | ۶ | $61/1283 \pm 4/8653$ | ۱/۹۸۶۳ |
| مجموع | ۱۸ | $53/6722 \pm 8/5115$ | ۲/۰۰۶۲ |

فیلرهای مورد استفاده از گروه اول به گروه سوم محکمتر می‌شدند. به طوری که گروه دوم، حاوی فیلرهای گلاس-سرامیک با کریستال‌های Leucite و گروه سوم حاوی گلاس-سرامیک با کریستال‌های لیتیوم دی سیلیکات می‌باشد.

با توجه به افزایش استحکام خمشی از گروه اول به گروه سوم در مطالعه حاضر، می‌توان گفت که استحکام خمشی کامپوزیت با افزایش استحکام فیلرها، افزایش می‌یابد.

اگرچه در برخی مقالات برای استحکام خمشی مقادیر بالاتر به دست آمده، اما بایستی به شرایط انجام آزمون، دقت نمود؛ چنانچه در مطالعه اشاره شده در بالا (۱۹) طول span برای آزمون ۱۰ میلیمتر در نظر گرفته شده، در صورتی که در استاندارد طول span ۲۰ میلیمتر است (۱۸).

شرایط انجام آزمون خمشی در این تحقیق دقیقاً بر اساس استاندارد ISO 4049 برای آزمون خمش بود. استحکام در برابر خمش، نشانه‌ای از دوام و پایداری ماده ترمیمی است (۲۲، ۲۳). در واقع چنانچه انتظار می‌رفت فیلرهای سرامیکی مستحکمتر از شیشه که در این مطالعه به کار رفتند، در برابر تنش‌های وارده مقاومتر بودند و در مجموع سبب افزایش استحکام خمش کامپوزیت شدند.

آزمون DTS در واقع یک نوع روش غیر مستقیم برای اندازه‌گیری استحکام کششی در مواد شکننده است. باید توجه داشت که حتماً مواد مورد آزمایش شکننده باشند (۲۳). با توجه به رفتار مواد مورد آزمایش در برابر نیروی وارده در این تحقیق می‌توان اطمینان یافت که انجام آزمون DTS برای چنین موادی امکان‌پذیر است (شکل‌های ۱-۳).

آزمون DTS معمولاً به صورت رایج برای بررسی استحکام کششی کامپوزیت‌های دندانی به کار می‌رود. میزان

جدول ۴- نتایج مربوط به مدول خمشی

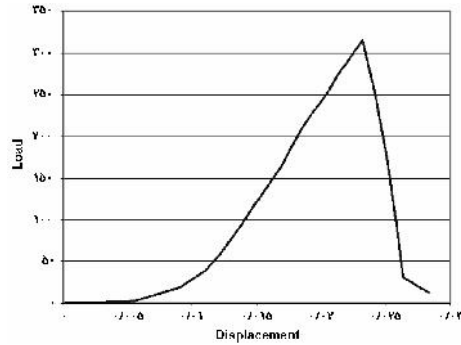
| گروهها | تعداد | میانگین و انحراف معیار | خطای معیار |
|--------|-------|------------------------|------------|
| گروه ۱ | ۶ | $8/8017 \pm 0/6219$ | ۰/۲۵۳۹ |
| گروه ۲ | ۶ | $10/8100 \pm 0/8287$ | ۰/۳۳۸۳ |
| گروه ۳ | ۶ | $11/7167 \pm 1/1043$ | ۰/۴۵۰۸ |
| مجموع | ۱۸ | $10/4428 \pm 1/4984$ | ۰/۳۵۳۲ |

شکل ۳- منحنی رفتاری (نیرو- تغییر شکل) نمونه‌ای از گروه سوم در آزمون DTS

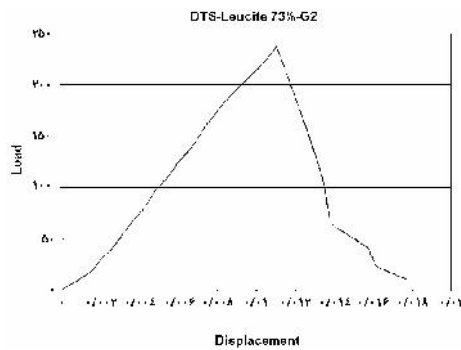
بر اساس گزارش Gladys و همکاران (۲۲) و Craig و Tesk (۲۳) با افزایش استحکام خمشی هماهنگ نمی‌باشد؛ البته باید توجه داشت که علاوه بر خصوصیت ماده، نقصهای ساختاری مثل حباب در هنگام ساخت نیز در نتایج این آزمونها مؤثر است.

در این تحقیق به دلیل برقراری شرایط یکسان بین گروهها، گروه دوم که حاوی فیلرهای گلاس-سرامیک لوسیت بود، تا ۷۳٪ وزنی، توسط فیلر پر شد؛ در حالی که بیش از این میزان امکان اضافه نمودن فیلر وجود داشت. این مسأله سبب قوام نامناسب کامپوزیت مربوطه شد و منجر به بروز حباب بیشتر در داخل نمونه‌ها گردید که خود می‌تواند دلیلی برای عدم افزایش آزمون DTS باشد. شیشه آمورف سبب بهبود توان کارکرد (handling properties) کامپوزیت‌ها می‌گردد (۲۴)؛ بنابراین به نظر می‌رسد که در گروه اول (کامپوزیت‌های حاوی فیلرهای شیشه) به دلیل خواص خوب جهت کار با ماده، نمونه‌هایی با نقصهای ساختاری کمتر وجود داشت؛ ولی در گروههای دوم و سوم به دلیل عدم وجود این خاصیت شاید بتوان گفت نقصهای ساختمانی بیشتری در داخل نمونه‌ها وجود داشته که در نهایت موجب عدم افزایش DTS در این دو گروه شده است؛ به هر حال میزان DTS قابل قبول برای کامپوزیت‌های دندانی بین ۳۰ تا ۵۵ مگاپاسکال می‌باشد (۴) که با اعداد حاصل از این تحقیق هماهنگی دارد؛ به طور کلی می‌توان گفت با توجه به نتایج این تحقیق نوع و استحکام فیلر نقش مؤثری بر میزان DTS ندارد.

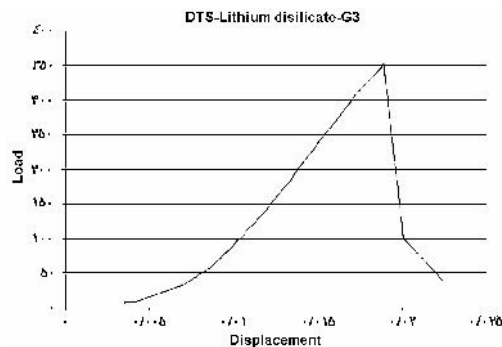
در این تحقیق، آخرین متغیر مورد بررسی بین سه گروه مدول خمشی یا ضریب خمشی بود؛ مقادیر این متغیر در گروههای دوم و سوم نسبت به گروه اول افزایش یافت. این افزایش نشان‌دهنده نقش فیلرهای گلاس-سرامیک در افزایش سختی (stiffness) ماده می‌باشد. فیلرهای سرامیکی



شکل ۱- منحنی رفتاری (نیرو- تغییر شکل) نمونه‌ای از گروه اول در آزمون DTS



شکل ۲- منحنی رفتاری (نیرو- تغییر شکل) نمونه‌ای از گروه دوم در آزمون DTS



که استحکام بالاتر دارند، سبب ایجاد این خصوصیت شده‌اند. نتایج حاصل از مطالعات برخی از پژوهشگران، این یافته را تأیید می‌نماید (۲۳، ۲۴).

به طور کلی هدف از این تحقیق بررسی اثر نوع فیلر بر

روی خواص مکانیکی کامپوزیت بود و در جهت نیل به این مقصود و انجام مقایسه‌ای درست، در تمامی مراحل سعی بر یکسان بودن شرایط برای تمامی گروههای مورد آزمایش بود. همچنین برای ایجاد امکان یک مقایسه کلی با مطالعات دیگران شرایط انجام آزمونها نیز با ضوابط و استانداردها منطبق شد. به هر حال با توجه به شرایط این تحقیق نوع فیلر

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر در مرکز تحقیقات پلیمر و با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به انجام رسید که مراتب تشکر و قدردانی اعلام می‌گردد.

منابع:

- 1- Wilson NH, Dunne SM, Gainsford ID. Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 2: Resin composite systems. *Int Dent J.* 1997; 47(4):185-93.
- 2- Ruddell DE, Maloney MM, Thompson JY. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dent Mater.* 2002; 18(1):72-80.
- 3- Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 4th ed. St Louis: Mosby; 2002: Chap 4.
- 4- Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.* 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. Chap 9.
- 5- van Noort R. *Introduction to Dental Materials.* 2nd ed. St Louis: Mosby; 2002.
- 6- Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128:573-581.
- 7- Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 381-88.
- 8- Corbin SB, Kohn WG. The benefits and risks of dental amalgam. *J Am Dent Assoc.* 1994; 9: 151-69.
- 9- Wilder AD Ir, Bayne Sc, Heymann Ho. Long term clinical performance of direct posterior composites. *Acad Dent Mater Trans* 1996; 9: 151-69.
- 10- Xu HH, Martin TA, Antonucci JM, Eichmiller FC. Ceramic whisker reinforcement of dental resin composites. *J Dent Res* 1999; 78 (2): 706-12.
- 11- Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and micro structure of IPS empress 2 glasses-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13:468-72.
- 12- Anusavice KJ, Zhang NZ, Moorhead JE. Influence of colorants on the crystallization and mechanical properties of Litia based glass ceramics. *Dent Mater.* 1994; 10:141-46.
- 13- IPS Empress2 working procedures, Schann, Liechtenstein:Ivoclar,1998.
- 14- Holand W. Materials science fundamentals of the IPS empress2 glass- ceramic. *Ivoclar-Vivadent Rep* 1998; 12: 3-10.
- 15- Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems. Part 1. *Gen Dent.* 1999; 47(6): 566-70.
- 16- Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SH. Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. *Dent Mater.* 2004; 20(7): 663-68.
- 17- No authors listed. New American Dental Association specification no. 27 for direct filling resins. Council on Dental

Materials and Devices. J Am Dent Assoc. 1977; 94(6): 1191-94.

18- International Standard ISO 4049, Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. 2000: P: 15-18.

19- Xu.HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC. Whisker- reinforced dental core build up composites: Effect of filler level on mechanical properties. J Biomed Mater Res 2000; 52:812-18.

20- Li Y, Swarts ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. J Dent Res. 1985; 64(12):1396-1401.

21- Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. Biomaterials. 1996; 17(7):735-40.

22- Gladys S, Vanmeerbeek B, Braem M. Comparative physico -mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional Glass-Ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res. 1997; 76(4): 883-94.

23- Craig Pen RW, Tesk JA. Diametral tensile strength and dental composites. Dent Mater. 1987; 3:46-48.

24- Him KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent 2002; 87:642-49.